

Diagnostic ultrasound apparatus

Patent Number: ☐ US5515849
Publication date: 1996-05-14
Inventor(s): MURASHITA MASARU (JP); KAWADA HIROYUKI (JP); MATSUNAKA TOSHIYUKI (JP)
Applicant(s): ALOKA CO LTD (JP)
Requested Patent: ☐ JP7250834
Application Number: US19950377389 19950124
Priority Number(s): JP19940006625 19940125; JP19940232971 19940928
IPC Classification: A61B8/00
EC Classification: A61B8/08B, G01S15/89D7
Equivalents: JP3045642B2

Abstract

A diagnostic ultrasound apparatus includes a displacement image data frame memory for storing, frame by frame, two-dimensional ultrasound image data of a living body to be observed; displacement image data sampling section for sampling displacement image data which is obtained by comparing two-dimensional ultrasound image data of a newest frame with the two-dimensional ultrasound image data of any one of the previous frames stored in the displacement image data frame memory, the displacement image data representing displacement in the living body between the compared frames; displacement hysteresis image forming section for forming displacement hysteresis image data which represents changes between the thus-formed plural displacement image data by sequentially combining the plural displacement image data with the lapse of time; and a display monitor for displaying a displacement hysteresis image on the basis of thus-produced displacement hysteresis image data. When this apparatus is used for diagnosing a heart, the displacement hysteresis image shows the state of movement of the living body such as the heart muscle with the lapse of time for the time interval from peak expansion of the heart ventricle to peak contraction thereof. In this case, since the width of the displayed displacement hysteresis image shows the amount of movement (activity) of the heart muscle, there is improved accuracy in diagnosing such things as abnormal movement in the heart and the position where the abnormal movement occurs.

THIS PAGE BLANK (USPTO)

(51)Int.Cl.⁷

識別記号

F I

A 6 1 B 8/00

A 6 1 B 8/00

8/08

8/08

請求項の数 9 (全 11 頁)

(21)出願番号 特願平6-232971

(22)出願日 平成 6 年 9 月 28 日 (1994. 9. 28)

(65)公開番号 特開平7-250834

(43)公開日 平成 7 年 10 月 3 日 (1995. 10. 3)

審査請求日 平成 7 年 11 月 30 日 (1995. 11. 30)

審判番号 平10-488

審判請求日 平成10年 1 月 5 日 (1998. 1. 5)

(31)優先権主張番号 特願平6-6625

(32)優先日 平成 6 年 1 月 25 日 (1994. 1. 25)

(33)優先権主張国 日本 (JP)

(73)特許権者 390029791

アロカ株式会社

東京都三鷹市牟礼 6 丁目 22 番 1 号

(72)発明者 村下 賢

東京都三鷹市牟礼 6 丁目 22 番 1 号 アロ
カ株式会社内

(72)発明者 川田 浩之

東京都三鷹市牟礼 6 丁目 22 番 1 号 アロ
カ株式会社内

(74)代理人 100075258

弁理士 吉田 研二 (外 2 名)

合議体

審判長 松本 邦夫

審判官 伊坪 公一

審判官 住田 秀弘

最終頁に続く

(54)【発明の名称】 超音波診断装置

1

(57)【特許請求の範囲】

【請求項 1】 被検体の二次元超音波画像を、その二値化により、組織の輪郭を明瞭にした像にする処理手段と、

前記組織の輪郭を明瞭にした像をフレーム毎に記憶するフレームメモリと、

前記フレームメモリに記録された過去のフレームの組織の輪郭を明瞭にした像と、最新フレームの組織の輪郭を明瞭にした像との相違に応じた変位画像を抽出する変位画像抽出手段と、

前記変位画像を経時的に順次合成して変位履歴画像を形成する変位履歴画像形成手段と、

前記変位履歴画像を表示する表示手段と、

を有することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】 請求項 1 記載の超音波診断装置におい

2

て、

前記変位履歴画像形成手段は、前記各変位画像に順次重みづけを行って合成し前記変位履歴画像を形成することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 3】 請求項 1 又は 2 記載の超音波診断装置において、

前記処理手段は、前記二次元超音波画像を所定しきい値を基準として二値化する二値化手段を有することを特徴とする超音波診断装置。

10 【請求項 4】 請求項 3 記載の超音波診断装置において、

前記処理手段は、更に、前記二値化後にノイズ除去を行い、これを前記変位画像抽出手段及び前記フレームメモリに出力するノイズ除去手段を有することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項5】 請求項1～請求項4のいずれかに記載の超音波診断装置において、

前記変位画像抽出手段における変位画像抽出処理の処理期間を制御する抽出制御手段を有することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項6】 請求項5記載の超音波診断装置において、

前記変位画像抽出処理の処理期間は、前記被検体の所定の生体信号に同期していることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項7】 被検体の二次元超音波画像をフレーム毎に記憶するフレームメモリと、

前記フレームメモリに記録された過去のフレームの二次元超音波画像と、最新フレームの二次元超音波画像との相違に応じた変位画像を抽出する変位画像抽出手段と、前記変位画像を経時的に順次合成して変位履歴画像を形成する変位履歴画像形成手段と、

前記変位履歴画像を表示する表示手段と、

前記変位履歴画像に対して任意の直線を設定する設定手段と、

前記変位履歴画像の前記任意の直線上における画像情報を抽出する抽出手段と、

を有し、

前記抽出した画像情報をモニタに経時的に表示することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項8】 請求項7記載の超音波診断装置において、

前記モニタに表示された経時的な前記画像情報から任意の時間における画像情報を選択する選択手段と、

前記選択された画像情報に基づいて所定の演算処理を行う演算処理手段と、

を有することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項9】 請求項3又は4記載の超音波診断装置において、

前記変位画像は、前記過去のフレームの組織の輪郭を明瞭にした像と、最新フレームの組織の輪郭を明瞭にした像との相違を排他的論理和を求めて得ることを特徴とする超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【産業上の利用分野】 本発明は、二次元超音波画像を用いて被検体組織の運動を測定・診断するための超音波診断装置に関する。

【0002】

【従来の技術】 従来、被検体組織の異常運動、例えば冠動脈の狭窄によって発生する心筋の異常運動を発見し測定するために、二次元超音波画像が用いられている。ここで、冠動脈とは心臓組織に血液を送るための動脈であり、この冠動脈に狭窄が発生すると、狭窄部分より先の冠動脈によって血液が送られている心筋が、十分な血液

を受けることができなくなる。これによって対応する部分の心筋の運動が鈍り、異常運動が発生するものである。そして、二次元超音波画像を用いてこの異常運動を発見する方法では、まず心室の収縮期や拡張期におけるその二次元超音波画像を求める。そして、得られた二次元超音波画像から心室の断面積を測定し、測定した断面積値と基準値とを比較して、基準値からのずれに基づいて心筋の異常運動を発見し測定する。

【0003】 また、冠動脈の狭窄を発見する方法として、X線造影法（冠動脈造影法）が知られている。この冠動脈造影法は、カテーテルを直接腕や大腿部の動脈から挿入して冠動脈内に造影剤を注入し、冠動脈のX線撮影を行って狭窄を発見する方法である。

【0004】

【発明が解決しようとする課題】 しかしながら、超音波画像に基づいて被検体組織の断面積を測定しその異常運動の診断を行う従来の方法は、測定が複雑で時間がかかり、測定時間短縮化の要望に適應できなかった。更に、断面積の相違から被検体組織の異常運動を測定するため、異常部分の特定が難しかった。特に、被検体組織の異常運動量が少ない場合には断面積の変化が少ないので検出精度が低いという問題があった。

【0005】 また、冠動脈造影法では動脈に直接カテーテルを挿入し、更にX線照射を行うので被検体の安全性が必ずしも高くなかった。

【0006】 本発明は、これらの課題を解消するためになされたもので、被検体への安全性を考慮しつつ、精度良く被検体の異常運動を診断可能な超音波診断装置を提供することを目的とする。

【0007】

【課題を解決するための手段】 上記目的を達成するために、本発明に係る超音波診断装置は以下のような特徴を有する。

【0008】 即ち、被検体の二次元超音波画像を、その二値化により、組織の輪郭を明瞭にした像にする処理手段と、前記組織の輪郭を明瞭にした像をフレーム毎に記憶するフレームメモリと、前記フレームメモリに記録された過去の組織の輪郭を明瞭にした像と、最新フレームの組織の輪郭を明瞭にした像との相違に応じた変位画像を抽出する変位画像抽出手段と、前記変位画像を経時的に順次合成して変位履歴画像を形成する変位履歴画像形成手段と、前記変位履歴画像を表示する表示手段と、を有することを特徴とする。

【0009】 また、前記変位履歴画像形成手段は、前記各変位画像に順次重みづけを行って合成し前記変位履歴画像を形成することを特徴とする。

【0010】 更に、前記二次元超音波画像を所定しきい値を基準として二値化する二値化手段を有し、前記変位画像抽出手段は、前記二値化された二次元超音波画像に基づいて前記変位画像を抽出することを特徴とする。

【0011】更に、前記二値化された二次元超音波画像に対してノイズ除去を行い、これを前記変位画像抽出手段及び前記変位画像用フレームメモリに出力するノイズ除去手段を有することを特徴とする。

【0012】更に、前記変位画像抽出手段における変位画像抽出処理の処理期間を制御する抽出制御手段を有することを特徴とする。

【0013】更に、前記変位画像抽出処理の処理期間は、前記被検体の所定の生体信号に同期していることを特徴とする。

【0014】更に、前記変位履歴画像に対して任意の直線を設定する設定手段と、前記変位履歴画像の前記任意の直線上における画像情報を抽出する抽出手段とを有し、前記抽出した画像情報をモニタに経時的に表示することを特徴とする。

【0015】更に、前記モニタに表示された経時的な前記画像情報から任意の時間における画像情報を選択する選択手段と、前記選択された画像情報に基づいて所定の演算処理を行う演算処理手段と、を有することを特徴とする。また、前記変位画像は、前記過去のフレームの組織の輪郭を明瞭にした像と、最新フレームの組織の輪郭を明瞭にした像との相違を排他的論理和を求めて得ることを特徴とする。

【0016】

【作用】本発明に係る超音波診断装置では、被検体の二次元超音波画像を、その二値化により、組織の輪郭を明瞭にした像にし、フレームメモリに組織の輪郭を明瞭にした像がフレーム毎に記録され、変位画像抽出部がフレームメモリに記録された過去のフレームの組織の輪郭を明瞭にした像と最新フレームの組織の輪郭を明瞭にした像とを比較して両者のデータの相違を抽出する。例えば排他的論理和をとれば、容易に相違部分のみが抽出される。ここで、抽出されたデータは、過去のフレームから最新フレームまでの期間内における被検体組織の輪郭の変位量を示す画像、即ち変位画像である。更に、変位履歴画像形成部が、この変位画像を経時的に順次合成し、これによって複数フレームに係る期間中の変位画像の変化、即ち変位履歴画像が形成され、モニタに表示される。

【0017】従って、例えば心筋の異常運動の診断に際しては、心室の拡張期と収縮期との間における心筋の運動状態を経時的に表示することができる。更に、表示された変位履歴画像の幅が被検体組織の運動量（活性度）を示すので、被検体組織の異常運動及び異常発生位置等について診断精度を向上させることができる。

【0018】

【0019】各変位画像に対して重みづけをしてこれらを合成し変位履歴画像を形成すれば、各フレームに係る変位画像毎に表示の輝度を変化させることが可能であり、最新の結果を強調して表示することもできる。

【0020】更に、変位画像抽出処理の処理期間を制御することにより、任意の一定期間における変位履歴画像が得られる。特に処理期間を被検体の生体信号に同期させれば、被検体の運動方向の異常や、運動量等をより正確に、また容易に観察することが可能となる。

【0021】更に、変位履歴画像の任意の直線上における画像情報を抽出する抽出手段を設け、この画像情報を経時的に表示すれば、表示された任意の直線上の領域の運動方向や速度、運動量等の比較等が容易となる。また、任意の時間における画像情報に基づいて所定の演算処理を行う手段を設けることにより、被検体の運動を定量化することができる。例えば、設定した直線上における変位履歴画像の幅、すなわち被検体の運動量や運動速度、他の領域との比等を自動的に求めることができ、運動情報の定量化が可能となる。

【0022】

【実施例】以下、この発明の実施例を図を用いて説明する。

【0023】（実施例1）図1は、本発明の実施例に係る超音波診断装置のブロック図である。

【0024】図中、フレームメモリ10は、図示しない超音波探触子から輝度情報として得られた被検体の二次元超音波画像情報（いわゆるBモード画像情報、以下単に超音波画像という）をフレーム毎に記録する既知のフレームメモリであって、フレームメモリ制御回路12によって制御されている。二値化回路14は、比較器等から構成され、所定しきい値に基づいてフレームメモリ10から出力された超音波画像を二値化する手段である。ノイズ除去部20は、二値化された超音波画像のノイズを除去する手段であって、中央値検索のための複数のラッチ回路24a、24b、24cと中央値検索回路22、及びラッチ回路26とから構成されている。

【0025】変位画像用フレームメモリ32は、ノイズ除去部20から出力された二値化された超音波画像を1フレーム毎に記録し、変位画像抽出回路34へ出力するメモリであって、変位画像用フレームメモリ制御回路30によって制御されている。

【0026】変位画像抽出回路34は、変位画像用フレームメモリ32に記録された1フレーム前の超音波画像と、ノイズ除去部20から直接出力された最新フレームの超音波画像とを比較してその相違部分のみを変位画像として抽出する回路であり、例えば排他的オア回路等から構成されている。なお、変位画像抽出回路34の出力側にはラッチ回路36が設けられており、抽出された変位画像をいったんラッチして所定のタイミングで加算器42に出力している。

【0027】変位履歴画像形成部40は、変位画像を経時的に順次合成して変位履歴画像を形成する手段である。そして、加算器42、オーバーフロー防止回路44及び変位履歴用フレームメモリ46とを有する変位画像

合成部と、各変位画像に重みを付けるための重みづけ回路48とから構成されている。ここで、重みづけ回路48は、過去の変位画像に対して重みを付けてこれを加算器42に供給する回路である。

【0028】合成回路16は、必要に応じて変位履歴画像と、フレームメモリ10に記録された被検体の超音波画像とを合成する回路である。そして、表示手段であるモニタ18には、被検体の二次元超音波画像（Bモード画像）と、図2又は図3に示すような変位履歴画像とが別領域に同時に表示される。

【0029】次に、本実施例の超音波診断装置の動作について説明する。

【0030】まず、図示しない超音波探触子から輝度情報として得られた被検体の超音波画像は、順次フレームメモリ10にフレーム毎に記録され、二値化回路14に出力される。二値化回路14は、フレームメモリ10から出力された超音波画像を所定しきい値と比較し、超音波画像を二値化する。この二値化処理によって、被検体組織の特定部分の輪郭を明瞭にすることができる。例えば、被検体組織が心筋である場合には、超音波画像上で心筋と心腔（血液）とを明瞭に区別することが可能となる。一般に、心筋等の組織は、超音波の反射率が高いため得られる超音波画像の輝度値が高く、一方、血液は反射率が低いのでその超音波画像の輝度値が低い。よって、しきい値を心筋等から得られる輝度情報より低く、血液から得られる輝度情報より高い値に設定すれば、心筋の輪郭を明瞭にすることができる。

【0031】次に、二値化超音波画像に対してノイズ除去部20がノイズ除去処理を行う。まず、ラッチ回路24a、24b、24cが、それぞれ画面上で隣接する3つの画素に対応する超音波画像のデータ（輝度情報）をラッチし、中央値検索回路22に出力する。ここで、隣接する3つの画素は、例えば画面上の水平方向又は垂直方向に連続した3つの画素である。そして、中央値検索回路22が、3つの画素のうちの中央画素に対応するデータと他の2つの画素データとを比較し、この中央画素データが3つのデータの過半数を占めるデータ（1又は0）に等しくない場合に、これを過半数のデータに補正する。なお、ラッチ数は3に限らず、例えば5又は3×3マトリクス等を採用すれば、複数画素にまたがったノイズであってもその補正が可能となる。

【0032】ノイズ除去部20から出力された二値化超音波画像は、変位画像抽出回路34に直接入力され、また同時に変位画像用フレームメモリ32にも入力される。変位画像用フレームメモリ32は、出力された二値化超音波画像を1フレーム毎に記録する。また、変位画像用フレームメモリ32は、最新フレームの二値化超音波画像の記録と共に、既に記録されている1フレーム前の二値化超音波画像の変位画像抽出回路34への出力も行う。

【0033】変位画像抽出回路34は、変位画像用フレームメモリ32に記録された1フレーム前の二値化超音波画像と、ノイズ除去部20から直接入力された最新フレームの二値化超音波画像とを比較し、変位画像を抽出する。ここで、被検体組織（例えば心筋）が1フレーム前から最新フレームまでの期間中に移動していれば、移動部分が前のフレームの輝度情報との相違部分となる。そして、この相違部分を抽出すれば、被検体組織の変位量を変位画像として抽出することができる。

【0034】なお、最新フレームと比較するフレームは、最新フレームよりも過去のフレームであればよく、上記のように1フレーム前には限られない。例えば、変位画像用フレームメモリ32に複数フレーム分の二値化超音波画像を記録し、複数フレーム前と最新フレームの二値化超音波画像とを比較してもよい。また、最も古いフレームの二値化超音波画像を基準として記録しておき、常にこのフレームと最新フレームの二値化超音波画像とを比較してもよい。

【0035】抽出された最新の变位画像は、変位履歴画像形成部40の加算器42に出力され、ここで、この最新の变位画像に、変位履歴用フレームメモリ46に記録されている過去の变位画像が加算される。重みづけ回路48は、変位履歴用フレームメモリ46に記録されている過去の变位画像の輝度値が、最新の变位画像の輝度値よりも小さくなるように重みづけ（即ち減算）を行い、これを加算器42に出力する。よって、加算器42で、輝度値の減算された過去の变位画像と最新の变位画像とが加算されれば、モニタ18での表示において、最新の变位画像を明るく強調することができる。このように重みづけは、主にモニタ18に表示される変位履歴画像の表示状態を決定するために行われ、減算処理には限られず加算処理でもよい。また、各変位画像ごとその表示色を変化させたり、変位履歴画像全体にカラー化処理を行ってもよい。

【0036】なお、変位画像の合成に際し、加算器42が単純加算を行うと、加算された変位画像の輝度値が場所によって表示可能な輝度値を超過してしまう場合がある。そして、これを防止するためには図に示すようにオーバーフロー防止回路44を設け、輝度値が超過した領域に対して所定の処理を行う。例えば、超過部分はすべて表示可能な最大輝度値としたり、2つの輝度値の一方の値を採用してこれを表示する等の処理が行われる。特に、後者の処理方法によると、変位履歴画像として表示した際、変位画像が重なった領域が異常に高輝度に表示されることを防止できる。

【0037】最新の变位画像に過去の变位画像が合成されると、これは変位履歴用フレームメモリ46にいったん記録され、重みづけ回路48でこの合成された過去の各変位画像（合成途中の変位履歴画像）に対して更に重みづけが行われ、次の期間に加算器42に供給される最

新の変位画像に加算される。このようにして変位画像が経時的に合成されて変位履歴画像が形成される。そして、必要に応じて合成回路16においてフレームメモリ10に記録された超音波画像と、形成された変位履歴画像とが合成され、モニタ18の別領域にそれぞれ表示される。

【0038】次に、表示結果である変位履歴画像について図2及び図3を用いて説明する。図2は、心室の拡張期から収縮期の期間における心筋の変位履歴画像の表示例を示している。これによると、変位履歴画像50の最外には、収縮期の初期の変位画像52が最も低い輝度で表示されている。心室の収縮が進行する（時間が新しくなる）につれ変位履歴画像50のより内側に変位画像が表示され、かつその輝度が高くなっている。変位画像54は、収縮が更に進行した最新フレームに係る変位画像であって、輝度減算を受けていないので最も高い輝度で表示されている。なお、図面においては、簡略化のために各変位画像を線によって示しているが、実際の表示では、各変位画像はフレーム間における心筋等の移動量に応じた幅を有する帯状である。そして、それぞれ輝度の異なる帯状の変位画像が互いに隣接して表示され、全体として変位履歴画像を構成している。

【0039】このように、心筋の変位履歴画像50には心筋の運動量が経時的に示されている。そして、心筋の収縮運動の鈍い場所は、図中領域60に示したように各変位画像がほとんど一致して表示される。よって、オペレータはこの領域60の心筋に異常運動が発生していることが容易に発見できる。更に、領域60の心筋に血液を供給するはずの冠動脈に異常（狭窄）が発生していることが推測できる。

【0040】図3は、心室の収縮期から拡張期の期間における心筋の変位履歴画像の表示例を示している。図3では、図2とは反対に、変位履歴画像50の一番内側に拡張期初期の変位画像56が、最も低い輝度で表示されている。そして、心室の拡張が進行するにつれ変位画像は外側に表示され、かつその輝度は高く表示されている。変位画像58は、拡張が更に進行した最新フレームに係る変位画像であり最も高い輝度で表示されている。

【0041】図3において、心筋の異常運動領域60は、図2と同様に心筋の運動の鈍い場所であって各変位画像がほとんど一致して表示されている。

【0042】このように本実施例の超音波診断装置は、被検体組織の変位量即ち運動部分のみを抽出してこれを経時的に表示可能であり、表示された変位履歴画像の幅が被検体組織の運動量（活性度）を示す。よって、従来のような超音波画像上での被検体組織の断面積を測定するものに比べ、被検体組織の異常運動及び異常発生位置等を極めて感度よく検出できる。

【0043】更に、被検体である生体に対しては超音波の送受波を行うのみで被検体組織の異常運動が発見でき

るので、従来の冠動脈造影法のように被検体を危険にさらすことがない。

【0044】また、オペレータの行う操作は超音波探触子を被検体の所望の場所に配置するだけで、後の処理は超音波診断装置本体で自動的に実行するために、操作は簡単で短時間に診断を行うことが可能である。

【0045】なお、本実施例においては、被検体の二次元超音波画像に対して二値化処理及びノイズ除去処理を行ってから、変位画像を抽出したが、これらの処理は必ずしも必要ではない。二値化処理を省略した場合には、変位画像抽出回路としてはアナログデータの比較が可能な回路を用いればよい。

【0046】（実施例2）本実施例の特徴は、実施例1の超音波診断装置に、変位画像の抽出処理期間を制御するための手段を設けたことである。以下、図4を用いてこれを説明する。なお、以後、既に説明した図と同一部分には同一符号を付して説明を省略する。

【0047】図4に示すように、変位画像抽出回路34には、変位画像抽出制御回路70が接続され、この変位画像抽出制御回路70から出力される制御信号によって、変位画像抽出回路34における変位画像の抽出処理期間が制御されている。

【0048】変位画像抽出制御回路70には、抽出処理期間を決定するための基準情報が供給されている。オペレータや装置が、抽出処理の開始時期や、処理時間又は終了時期等を設定すると、この情報が基準情報として変位画像抽出制御回路70に供給される。変位画像抽出制御回路70は、この情報に基づいて制御信号を作成してこれを変位画像抽出回路34に出力する。そして、この制御信号によって、変位画像抽出回路34における抽出処理期間が制御され、診断対象や診断目的に応じた最適な処理期間内に変位画像の抽出処理が行われる。

【0049】心筋の運動を診断するためには、例えば心筋の興奮の発生に基づいて得られる心電図波形の情報が変位画像抽出制御回路70に供給される。また、同時にオペレータ等が所定の設定部で設定した処理時間が供給される。変位画像抽出制御回路70はこれらの信号に応じて、心電図波形のR波の発生に抽出処理の始期を同期させ、設定された処理時間経過後に抽出処理を終了させる所定の制御信号を作成して、これを変位画像抽出回路34に出力する。

【0050】ここで、心電図波形のR波は心室の電氣的興奮によって得られる生体信号であり、R波発生時において心室は拡張状態となっている。従って、R波に同期して変位画像の抽出を開始すれば、常に心室の拡張期からの変位を示す変位履歴画像をモニタ18に表示することができる。

【0051】また、一般的に、心電図波形は、同じ波形が1心拍毎に繰り返し得られるため、各拍動間での差異は極めて小さく波形情報の反復性が高い。更に、波形情

報は、正常者であれば、各正常者間でのばらつきが小さく均質性が高いという特徴を有している。例えば、各R波間の半分の期間（正常者で約0.5秒）を処理時間として設定すれば、各拍動について心室の拡張期から収縮期までの期間にのみ選択的に変位画像抽出処理が行われることとなる。

【0052】従って、本実施例の構成によれば、常に心室の拡張期から収縮期までの期間、すなわち心筋の運動が一方方向であって、折り返し表示等がない変位履歴画像が得られる。これは、例えば、心室の収縮期に心壁の一部が外に飛び出すという異常運動（ディスカイネシス：dyskinesis）等、運動方向の異常等を発見するのにも極めて有効である。また、一定期間における変位履歴画像が得られるので、被検体の運動量についても正確な情報が得られる。

【0053】（実施例3）本実施例の特徴は、変位履歴画像の任意の直線上における画像情報を抽出する抽出手段を設けたことである。以下、図5を用いて本実施例に係る超音波診断装置について説明する。

【0054】図5において、変位履歴画像形成部40は、図1に示したものと同一の構成を有している。そして、図示しない変位画像抽出回路から出力される変位画像を、経時的に合成して変位履歴画像を形成し、この変位履歴画像を履歴画像フレームメモリ80に出力する。また、履歴画像フレームメモリ80は、フレームメモリ制御回路82によって制御されており、供給された変位履歴画像をフレーム毎に記憶する。

【0055】履歴画像フレームメモリ80に記憶された変位履歴画像は、まず、合成回路90及び距離計測回路92を介して、図2のようにモニタ18に表示される。そして、オペレータは、この変位履歴画像50をフリーズ（静止）させ、ライン設定部86を用いて、図6に示すようにモニタ18上の所望の位置にラインA-A'、B-B'を設定する。

【0056】設定されたライン情報は、ライン設定部86から読み出し回路84に出力される。読み出し回路84は、設定されたライン上のフレーム毎の画像情報を選択的に履歴画像フレームメモリ80から読み出し、Mモード用フレームメモリ88に書き込む。そして、このように読み出し回路84によって抽出された設定ライン上の画像情報が、順次合成回路90に出力され、要求に応じて履歴画像フレームメモリ80からの変位履歴画像と合成される。この場合には、図6に示すように、同一モニタ18上に変位履歴画像50と、設定ライン上の画像情報の経時変化（以下Mモード画像）とが表示されることとなる。また、ラインを複数本設定した場合には、同時に複数のライン上のMモード画像が表示される。

【0057】オペレータが、表示されたMモード画像を観察し、時間軸設定部94を用いて、Mモード画像の例えば最もノイズが少ない時間軸（図6の時間T）を選択

し、その時間軸を指定すると、これに応じて距離計測回路92が、選択された所定の時間軸上における変位履歴画像の画像情報からその両端間の距離 ΔA 、 ΔB を演算し、またその比 $\Delta B/\Delta A$ 等を演算する。そして求められた値 ΔA 、 ΔB 、 $\Delta B/\Delta A$ 等は、モニタ18の所定の領域に表示される。

【0058】なお、本実施例3の超音波診断装置を、実施例2のように変位画像の抽出処理期間を設定可能な構成を有しているものとすれば、距離計測回路92における演算処理の結果はより正確なものとなる。

【0059】図6は、心室の拡張期から収縮期における変位履歴画像50と、この変位履歴画像50に対して設定した設定ラインA-A'、B-B'上の画像情報の全期間の経時変化（Mモード画像）とを表示した場合の概略の表示例である。なお、図中Mモード画像は、縦軸を距離、横軸を時間として表示されている。

【0060】心筋の収縮運動の鈍い領域60におけるMモード画像（設定ラインA-A'に対応）の幅は、正常に運動している領域のMモード画像（設定ラインB-B'に対応）の幅よりも狭く表示されており、2つのMモード画像を比較することによって容易に運動量の相違を認識することができる。更に、この2つのMモード画像について、所定時間Tにおける幅 ΔA 、 ΔB 及び比 $\Delta B/\Delta A$ 等の値を演算すれば、これらの値から領域60の心筋の異常運動（冠動脈の狭窄）を、より定量的に把握することができる。

【0061】図7は、図6とは異なる異常運動をしている心室の拡張期から収縮期における変位履歴画像50と、そのMモード画像の概略の表示例である。

【0062】図7の変位履歴画像50においても、心室の拡張期における変位画像52は低輝度で表示されており、新しくなるにつれて表示輝度が高くなり、最新の心室の収縮期における変位画像54は最も高い輝度で表示されている。心室が正常な方向に運動していれば、変位履歴画像50の最外に、収縮期の初期の変位画像52が表示される。そして、心室の収縮が進行するにつれて変位履歴画像50のより内側に変位画像が表示され、最新の变位画像54が最も内側に表示されることとなる。

【0063】ところが、心室の収縮運動中に、例えば収縮期に心壁の一部が外に飛び出すような異常運動（ディスカイネシス：dyskinesis）が発生している場合、変位履歴画像50は図7の領域62のようになる。すなわち、ディスカイネシス領域62では、最新の变位画像54が拡張期の変位画像52よりも外側に表示される。心室におけるディスカイネシスの発生は、実施例2で既に説明したように、変位画像の抽出処理期間を心室の拡張期から収縮期に設定して、変位履歴画像50を表示することによって発見できる。しかし、運動方向が異なるディスカイネシス領域62（設定ラインB-B'）と、正常領域（設定ラインA-A'）とについての

Mモード画像の表示をそれぞれ行くと、図7に示すように互いのMモード画像の位相が相違していることが容易に認識できる。従って、複数の設定ラインについてのMモード画像を比較すれば、それらの領域の運動方向に関する情報が位相のずれとして得ることができる。更に、その位相差を距離計測回路等で演算すれば、被検体組織の運動をより一層定量化することができ、診断の精度の向上に貢献できる。

【0064】なお、本実施例3においては、Mモード画像として設定ライン上の変位履歴画像の全期間における経時変化を表示するものとしたが、これには限らない。例えば、実施例2のように一定期間のみ変位画像の抽出処理を行う場合には、Mモード画像は抽出処理を行わない期間がブランクとなる。

【0065】また、図5の読み出し回路84が、図1又は図4の変位画像抽出回路34から最新の变位画像の設定ライン上の画像情報を読み出して、この画像情報の経時変化のみをMモード画像として表示してもよい。この場合には、Mモード画像の各時間における画像情報が少ないので、表示されるMモード画像の位相ずれが見やすいという効果を有する。

【0066】

【発明の効果】以上説明したように、本発明に係る超音波診断装置は、被検体組織の変位量即ち運動部分の情報のみを抽出してこれを経時的に表示するものであり、表示された変位履歴画像の幅が被検体組織の運動量（活性度）を示す。よって、従来のような超音波画像上での被検体組織の断面積を測定するものに比べて被検体組織の異常運動及び異常発生位置等を極めて感度よく検出できる。

【0067】更に、被検体である生体に対しては超音波の送受波を行うのみでよく、従来の冠動脈造影法のように被検体を危険にさらすことなく被検体組織の異常運動が発見できる。

【0068】また、オペレータの行う操作は超音波探触子を被検体の所望の場所に配置するだけでよく、後の処理は超音波診断装置本体が自動的に実行するため、操作は簡単で短時間に診断を行うことが可能である。

【0069】二次元超音波画像に対して二値化処理を行えば、変位画像抽出部においての各フレーム間の二次元超音波画像の比較がより容易となる。

【0070】各変位画像に対して重みづけをしてこれらを合成し前記変位履歴画像を形成すれば、各フレームに係る変位画像毎に表示の輝度を变化させることが可能であり、診断が容易となるように表示方法を工夫することができる。

【0071】更に、変位画像抽出処理の処理期間を制御することにより、任意の一定期間における変位履歴画像が得られる。特に、処理期間を被検体の生体信号に同期させれば、被検体の運動方向の異常や、運動量等をより

正確に、また容易に観察することが可能となる。

【0072】変位履歴画像の任意の直線上における画像情報を抽出する抽出手段を設け、この画像情報を経時的に表示すれば、表示された任意の直線上の領域の運動方向や速度、運動量等の比較が容易となる。また、任意の時間における画像情報に基づいて所定の演算処理を行う手段を設けることにより、被検体の運動を定量化することができる。例えば、設定した直線上における変位履歴画像の幅、すなわち被検体の運動量や運動速度、他の領域との比等を自動的に求めることができ、運動情報の定量化が可能となる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の実施例1に係る超音波診断装置の要部を示すブロック図である。

【図2】本発明の実施例1に係る心室の拡張期から収縮期の期間における心筋の変位履歴画像の表示例を示す図である。

【図3】本発明の実施例1に係る心室の収縮期から拡張期の期間における心筋の変位履歴画像の表示例を示す図である。

【図4】本発明の実施例2に係る超音波診断装置の要部を示すブロック図である。

【図5】本発明の実施例3に係る超音波診断装置の要部を示すブロック図である。

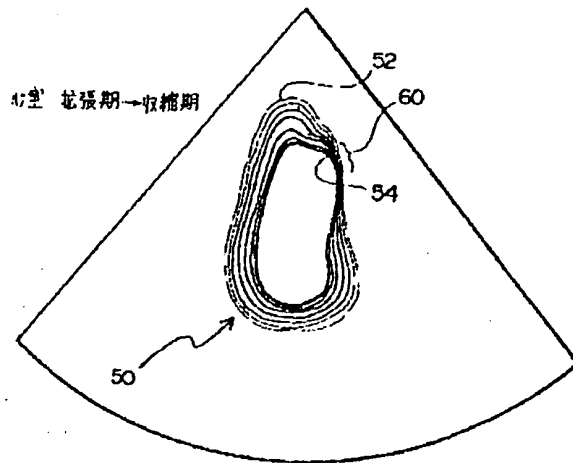
【図6】本発明の実施例3に係る変位履歴画像及び任意の設定ラインに対応するMモード画像の表示例を示す図である。

【図7】図6と異なる運動をしている心室の変位履歴画像及び任意の設定ラインに対応するMモード画像の表示例を示す図である。

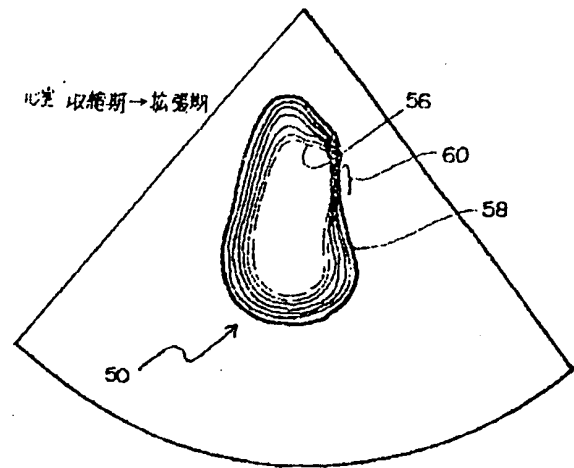
【符号の説明】

- 14 二値化回路
- 18 モニタ
- 20 ノイズ除去部
- 22 中央値検索回路
- 24 a, 24 b, 24 c ラッチ回路
- 32 変位画像用フレームメモリ
- 34 変位画像抽出回路
- 40 変位履歴画像形成部
- 42 加算器
- 44 オーバーフロー防止回路
- 46 変位履歴用フレームメモリ
- 70 変位画像抽出制御回路
- 80 履歴画像フレームメモリ
- 84 読み出し回路
- 86 ライン設定部
- 88 Mモード用フレームメモリ
- 92 距離計測回路
- 94 時間軸設定部

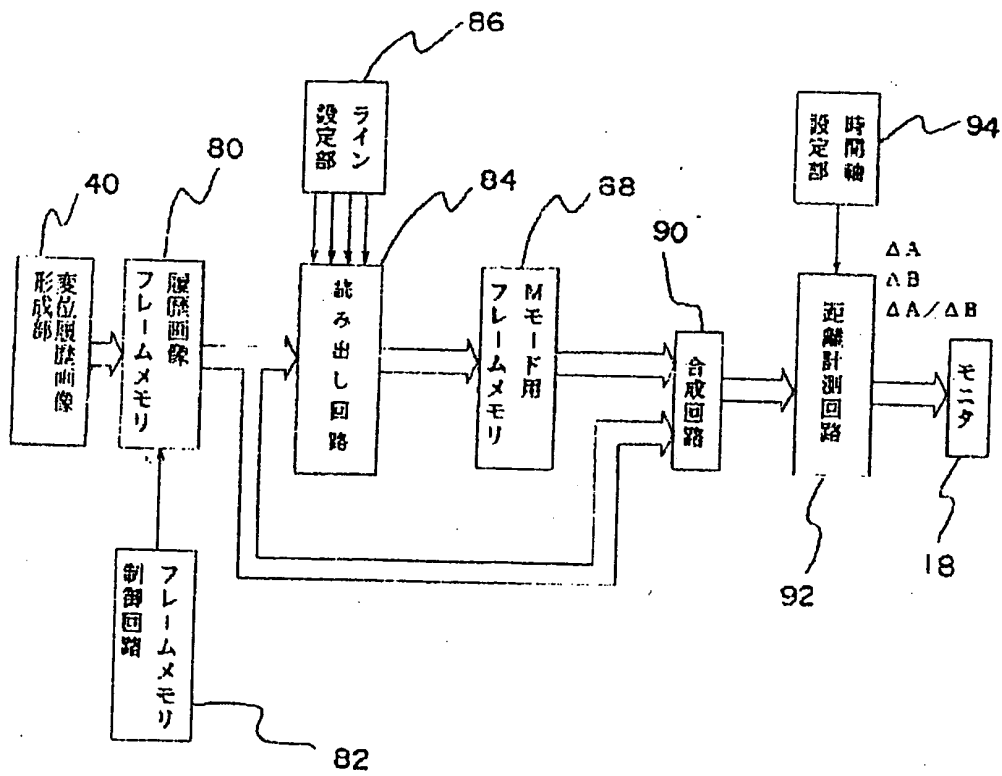
【図2】



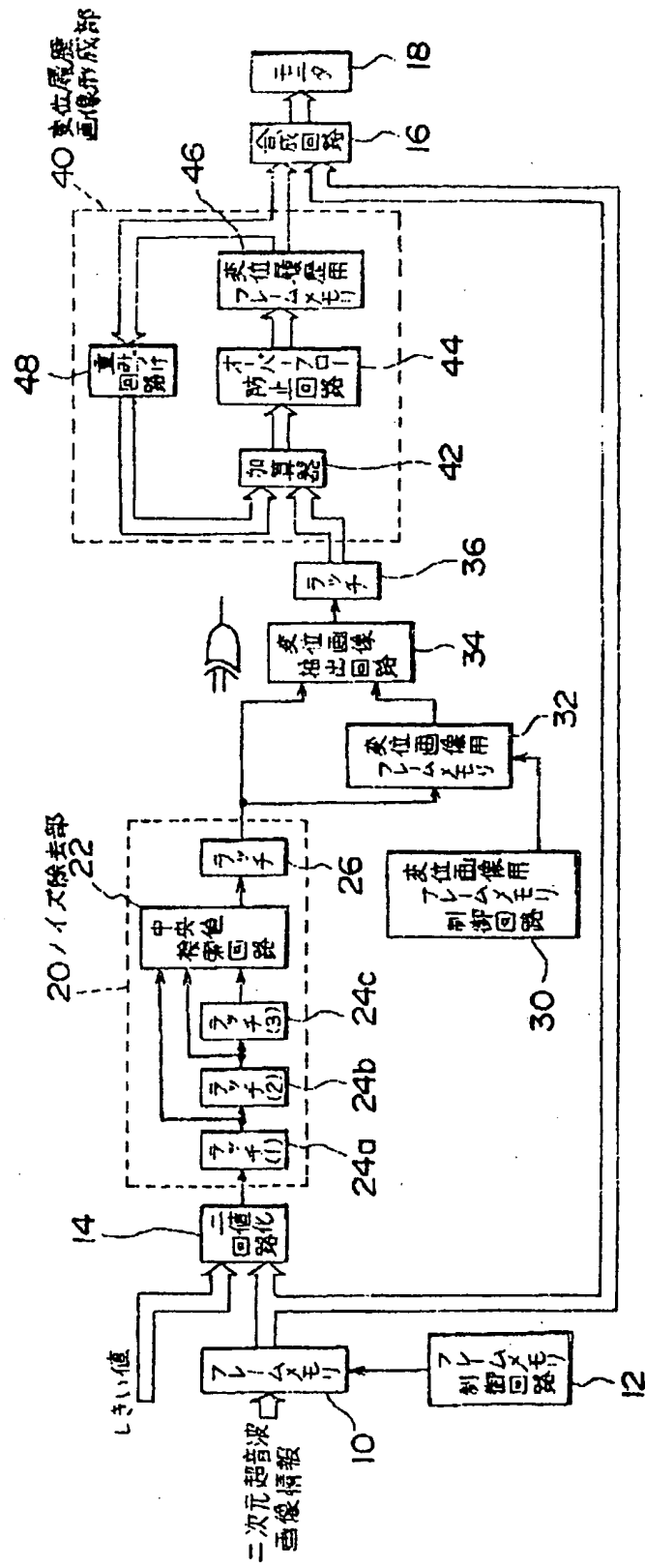
【図3】



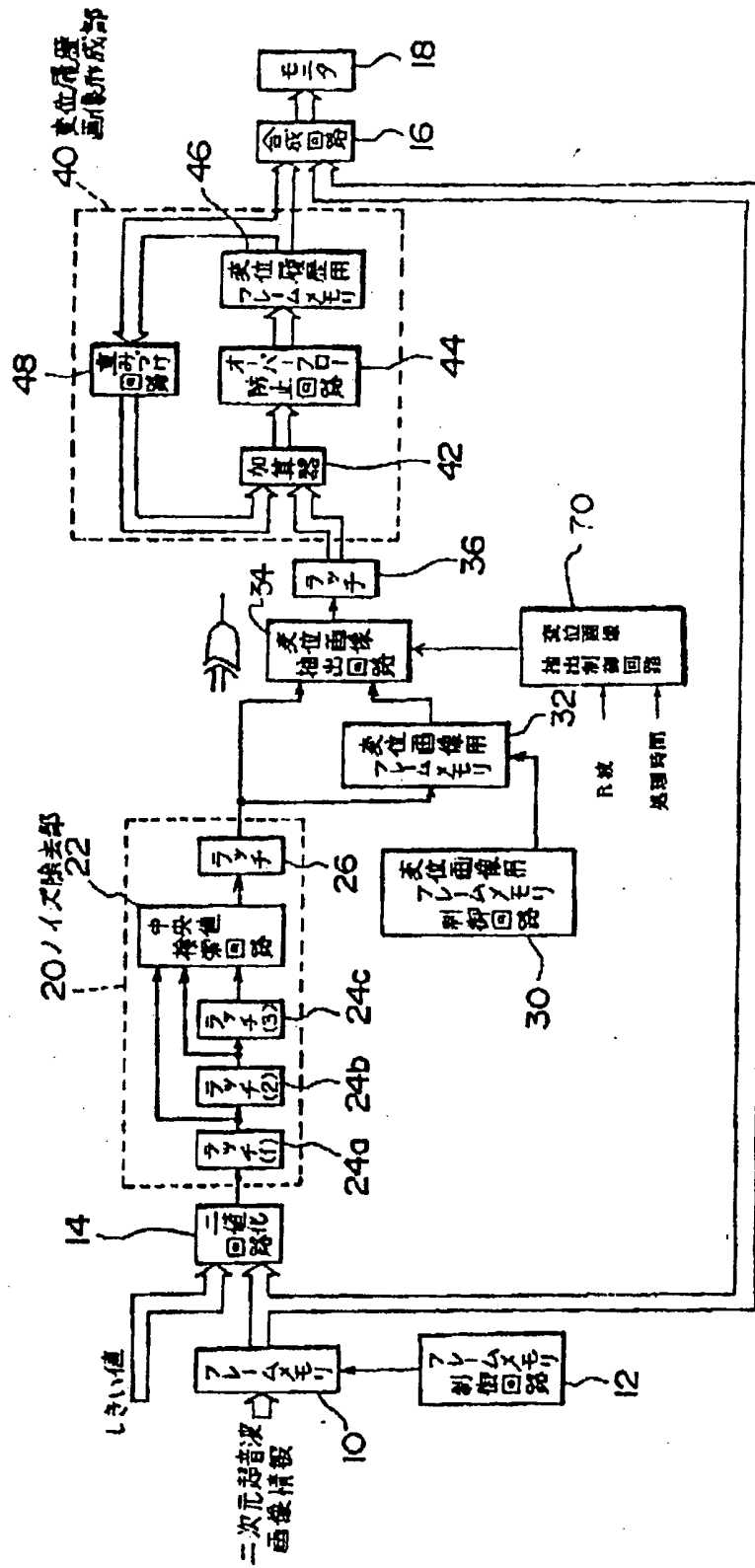
【図5】



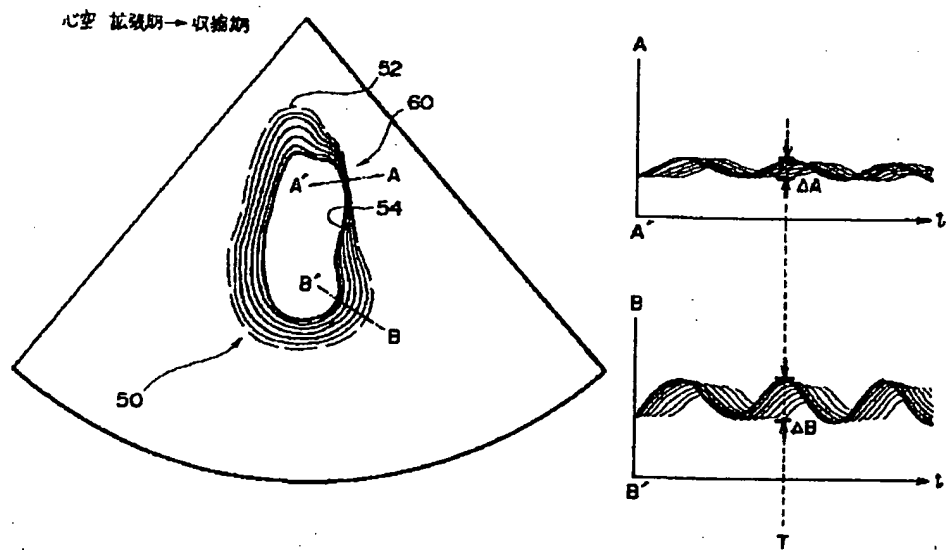
【図1】



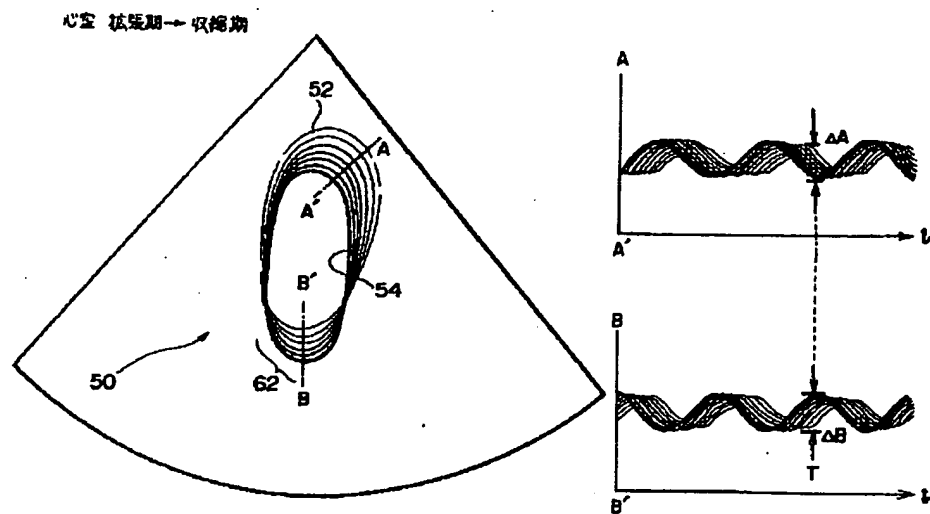
【図4】



【図 6】



【図 7】



フロントページの続き

(72)発明者 松中 敏行
東京都三鷹市牟礼 6 丁目 22 番 1 号 アロ
カ株式会社内

(56)参考文献 特開 平 5-31112 (J P, A)
特開 平 4-208143 (J P, A)
特開 昭 53-18361 (J P, A)
特開 昭 53-38181 (J P, A)
実開 平 1-130707 (J P, U)

THIS PAGE BL/